

⑩ 日本国特許庁 (J P)

⑪ 特許

⑫ 公表特許公報 (A)

平

⑬ 公表 平成 3

⑭ Int. Cl. ³

識別記号

庁内整理番号

審査請求 未請求
予備審査請求 有

部門 (

A 61 B 5/14
G 01 N 33/49

S 1 0

W

7831-4C
7055-2G

⑮ 発明の名称 バルス融集濃度計で使用される装置と方法

⑯ 特 願 平 1-500119

⑰ 翻訳文提出日 平 2 (199

⑱ 出 願 昭 63 (1988) 10 月 5 日

⑲ 国 際 出 願 PCT/US

⑳ 国際公開番号 WO89/06

㉑ 国際公開日 平 1 (198

優先権主張 ㉒ 1987 年 10 月 9 日 ㉓ 米国 (U S) ㉔ 107,282

㉕ 発 明 者 マリノスカス、ドナルド

アメリカ合衆国 06468 コネチカット州 モンロー、キ
イブ 15㉖ 出 願 人 アドバンスド・メディカル・シ
ステムズ・インクアメリカ合衆国 06514 コネチカット州 ハムデン、シ
ニユー 925

㉗ 代 理 人 弁理士 山崎 行造 外 2 名

㉘ 指 定 国 A T (広域特許), B E (広域特許), C H (広域特許), D E (広域特許), F R (広域特許), G I
(広域特許), J P, L U (広域特許), N L (広域特許), S E (広域特許)

㉙ (内容に変更なし)

請求範囲

1. ヒトまたは動物の選択された 1 つの四肢が、2 つの異なる長さの電磁波に曝露されるパルス融集濃度測定を実施する方法において、

(a) それぞれ第 1 と第 2 の長さをもつ電磁波の第 1 と第 2 のパルスを出発させる段階であって、

前記第 1 パルスが第 1 パルス周波数で発生し、前記第 2 パルスが第 2 パルス周波数で発生する段階、

(b) 前記第 1 パルスと第 2 パルスに選択された四肢を曝露する段階、

(c) 前記選択された四肢の近くの選択された部位において前記電磁波の強度に対応する電磁信号を出発させる段階であって、前記電磁信号が前記第 1 と第 2 の波長を含む波長帯域にわたって電磁強度に対応する段階、

(d) 前記 c 段階で発生された前記電磁信号を前記第 1

請求項 2 の方法、

4. 前記第 1 波長が赤外線であり、近外線範囲にある請求項 1 の方法、

5. 2 つの波長の電磁波を発生してパルス融集濃度計に使用する装置において、

(a) 第 1 波長をもつ電磁波のパルスの第 1 装置であって、前記パルスを発生する第 1 装置、

(b) 第 2 波長をもつ電磁波のパルスの第 2 の装置であって、前記パルスを発生する第 2 装置、

(c) ヒトまたは動物の選択された四肢と第 2 パルスに同時に曝露する装置、

(d) 前記選択された四肢の近くの選択された部位における前記電磁波強度を測定する電磁信号のための電磁装置であって、電磁信号を

特表平

作動時に決定され、前記第2パルス周波数またはその近傍に中心を置く第2帯域フィルタ装置であって、前記第2電気信号が前記選択された帯域に付随する前記第2振幅をもつ前記電磁波強度を出現する第2帯域フィルタ装置。

6. 前記フィルタ装置によって発生された前記電気信号から前記第1パルス周波数を除去するために、前記第1帯域フィルタ装置に作動的に接続された第1共振装置、および前記フィルタ装置によって発生された前記電気信号から前記第2パルス周波数を除去するために、前記第2帯域フィルタ装置に作動的に接続された第2共振装置をさらに含んでいる請求項5の装置。

7. 前記第1共振装置が第1帯域フィルタと直列の第1半共振回路を含み、さらに前記第2共振装置が第2帯域フィルタと直列の第2半共振回路を含んでいる請求項6の装置。

8. 前記第1装置が第1周波数分割器と直列の第1発振器を含み、前記第1発振器の動作周波数が前記第1パルス周波数の2倍であり、さらに、前記第2装置が第2周波数分割器と直列の第2発振器を含み、前記第2発振器の動作周波数が前記第2パルス周波数の2倍である請求項5の装置。

9. 前記第1装置と第2装置によって発生されるパルス強度を同時に変化させるための装置を含む請求項5の装置。

に反応する装置装置、

(1)該装置装置によって発生された前記電気信号を、前記第1装置と第2装置における前記装置装置の近傍での電磁波強度を出現する第1と第2の電気信号にそれぞれ分離するための装置であって、

前記第1電気信号を発生させるための、前記第1パルス周波数またはその近傍に中心を置く第1帯域フィルタ、および前記第2電気信号を発生させるための、前記第2パルス周波数またはその近傍に中心を置く第2帯域フィルタを含む分離装置、とを有する試験装置。

14. 前記分離装置が前記第1と第2の帯域フィルタによって与じた電気信号を復調するための装置を含む請求項13の装置。

15. 前記分離装置が低域フィルタと直列の半共振回路を含む請求項14の装置。

16. 前記第1装置に第1周波数分割器と直列の第1発

10. 前記第1と第2の装置が非共振第1と第2のパルス周波数を発生させる。

11. 前記第1パルス周波数が約2300リ、前記第2パルス周波数が約1200ナノメートルの装置。

12. 前記第1装置が青色可視の波長パルスを生じ、前記第2装置が紫外線電磁波のパルスを生じする請求項5の

13. (a) 2つの異なる波長の電磁波を発生するための装置装置であって、

(i) 2つの異なる波長のうちの第1波のパルスを生じするための第1装置ルが第1パルス周波数で発生される

(ii) 2つの異なる波長のうちの第2波のパルスを生じするための第2装置ルが第2パルス周波数で発生される

(iii) 前記第1と第2のパルスに接続するための装置とからなる装置装置

(b) 試験材料の近傍の選択された波長の異なる波長のそれぞれに付随する装置であって、

(1) 装置装置の近傍での電磁波強度を発生するための、選択された装置であって、該装置が前記第1装置と

図 1 表 1 装置(内容に依

パルス発生装置で使用される

発明の背景

1. 発明の領域

本発明は、即ち装置に關し、特に発光装置と、88サイクルの平均をそれがなく、電磁的に共振の強度とされた装置装置に關する。

2. 従来の技術の説明

装置装置は由中装置装置を測定する。歴史的にみると、これらの装置はにおいて患者から採取された血液検体にされた。近年、非侵入性装置装置が(無中装置装置)において装置装置をモデルで装置装置の患者をモニター使用されている。初期の非侵入性装置

特表平3

— 股動脈血圧計と生体内股動脈血圧計との比較 : Comparison of a Pulse Oximeter with an Ear Oximeter and an In-Vivo Oximeter. ジェイ・クリン・モニット、(J. Clin. Med.)、1 : 136 - 140 (1985) を参照されたい。

股動脈血圧測定計は下記のようにして股動脈血圧を測定する：1) 患者の四肢に、“赤”波長や“青”波長の光を2つ以上の選択した波長の光を透過させる、2) その各波長について脈波を透過した光強度の随時的変化を検出する、3) ランバート・ビールズ (Lambert-Beers) 透過光法則および選択した波長における透過光強度の検出値を用いて患者血中の股動脈血圧を計算する。

本発明に先立って、患者の四肢は選択した波長に照らされた。すなわち最初には赤色のLEDのような第1の光源がしばらく点火され、次に消灯され、それから赤外線 (IR) を放射するLEDのような第2の光源が点火され、次に消灯された。たとえば、U. S. 特許 4,187,933 号、4,407,230 号参照。あるいは、四肢に広帯域の波長の光を透過させ、適当なフィルターを用いて透過光を2つの成分に分離することが知られている。U. S. 特許 9,989,950 参照。

これら両方にはいずれも選択および/または適切な位置が必要となる。たとえば、赤色光線からIRを適切に分離できるフィルターは一般に高価である。また各波長に対して1個ずつで合計2個の光センサが、フィルター

させることおよび/または信号/雑音比を低下させることがありうるもので、既存の股動脈血圧計に対してトラブルを与える。

周囲の放射線問題を軽減する試みとして、既存の股動脈血圧計にバックグラウンド放射線を防止するため遮蔽回路を導入し、センサに到達しうる周囲の光量を最小にできるように設計されたカバーまたはその他の外装内にセンサを置いている。医学文献に報告されているような、これらの熱心な努力にもかかわらず、現在使用されている股動脈血圧計は誤った測定値を与えたり、周囲の放射線のために全く作動しなかったりすることがある。

ブルックス (Brooks) 他、「赤外線熱ランプカバースによる股動脈血圧計に与える障害」(Infrared Heat Lamp Interference with Pulse Oximeters)、麻酔学 (Anesthesiology)、61 : 980 (1984)。

周囲の放射線問題以外に、既存の股動脈血圧計には患者

でのアプローチが必要になる。したがって、アプローチでは、手術室などで使用するような、装置で、使い捨てできるセンサを作成することは困難である。

この順次送光方式の場合には、装置1回動しているかを過剰にしなければならなかった光線が作動するようになるため、状態が変化する頻度の符号総和部分の値を必要とすることが必要である。さらに、測定も1回動している光線に正確に測定し、2回測定していないことを保証するために、または「休止」(Dead)時間を組み込む。なおまた光線は迅速に切替られる。長時間は、各オン・オフ/オン・オフ/オフの血流量やその他の特徴が真実上、同時に保たなければならない。

前記に加えて、2つのアプローチは、RFノイズの影響を受ける。特に、RFノイズまたはIR放射は、股動脈血圧計に可能性がある。これらの放射線は、1) 加熱装置存在の結果として手術室に存在している。股動脈血圧計センサの位置に、放射線の強度変化は、手術室内の人や壁の些細な運動からも生じうる。さらに、存在する放射線が一定であっても、これ

股動脈血圧計はセンサやセンサケーブルをこのような遮蔽装置は股動脈血圧計全体のコストを上げる。また一般に知られているように、電磁ノイズを完全に除去することは、4) 適切なセンサの場合には、遮蔽によって、とは非常に困難である。

発明の要約

本発明が前記のような状況にあるため、周囲の光やRFノイズによる干渉に邪魔されない改良された股動脈血圧計である。さらに詳しくいうと、センサが4) 遮蔽なしに周囲の光のなかで使用する。股動脈血圧計を提供することが本発明の目的。もう一つの目的は、既存の股動脈血圧計で、測定精度がつかない改良されたものである。

特表平

スが第2パルス周波数で発生される段階、

(b) 四肢を第1パルスと第2パルスに励振する段階、

(c) 四肢の近くの選択された記録箇所、たとえば指の場合には、パルスに励振されている指の側面の反対側の記録箇所における第1及び第2波長の電磁波強度を含む電磁波強度に相当する電気信号を発生する段階、

(d) 段階(c)で発生された電気信号を第1パルス周波数における第1振動電磁気信号および第2パルス周波数における第2振動電磁気信号に分離する段階、

(e) 第1と第2の電気信号を強調する段階。

本発明はその他の態相に応じて、以下の各項から構成されている特徴的な実施形態を実施する装置を提供する：

(a) 第1波長を持つ第1パルス周波数において光パルスを発生する第1光パルス発生器、

(b) 第2波長を持つ第2パルス周波数において光パルスを発生する第2光パルス発生器、

(c) 第1と第2のパルスに患者の四肢を励振する装置、すなわち患者の指に赤色LEDとIRLEDを励振する装置、

(d) 記録部位における電磁波強度を表現する電気信号を発生するための、第1および第2波長をもつ電磁波に反応する受検器、

(e) 第1振動電磁気信号を発生するための、第1パルス周波数またはその近傍に中心を合わせた第1振動フィルタ、

好ましい実施態様の説明

図については、本発明の実施に使用できる典型的な構成の組立体が第1A図に示されている。特に第1A図には、2つの異なる波長、すなわち赤色光波長およびIR波長において、また2つの異なるパルス周波数すなわち2,338ヘルツと、3,900ヘルツにおいて電磁波パルスを発生するためのパルス発生組立体10が示されている。

組立体10には赤色LED20と赤外線LED22、両LED作動用の電圧調節定電流ドライバ18,18並びに、これらの定電流ドライバ駆動用の発振器12,14が含まれている。第1A図の挿入図に示されているように、この発振器は定電流ドライバからLED20,22に矩形波電圧を供給させる。矩形波電圧の基本周波数は発振器の周波数と一致している。電圧が矩形波であることによって、LED20,22は、発振器周波数に等しいパルス周波数で赤

(1) 第2振動電磁気信号を発生するパルス周波数またはその近傍に中心を合

ルタ、

(2) 第1振動電磁気信号から第1波長のための第1振動器、

(3) 第2振動電磁気信号から第2波長のための第2振動器。

ある指の好ましい実施態様では、パルスの周波数は非共振電磁波数である。それはそれらの高周波が振動しない周波数の好ましい実施態様では、第1および第2によって発生される光パルスの強調が容易に実施できるように過剰制

而入されて特許明細書の一部を構成図は、本発明の好ましい実施態様を同一体になって本発明の原理を説明する。

図面の簡単な説明

第1A図と第1B図は、本発明の組立(第1A図)とパルス発生部(第1B図)の典型的な構成の組立体を図示する。第2図は、第1A図のパルス発生面な構成を示している。

第3図と4は、第1B図のパルス発生部な構成を示している。

スによって発生した電気信号から適切な図になる。

発振器12,14の周波数をほとんど81高く選定されるので、変換器13(下記によって発生される電気信号の検出器組立組)による変換によって60サイクル。一方で、変換器の周波数は、振動電圧を回避するために、あまり高くするには、2,300サイクル/秒や3,900秒周波数でうまく動作することが明らかこれらの周波数の範囲の3つの奇数倍8990,11500もしくは10100ヘルツと1.は17380ヘルツであり、従ってこれらである。3900と3900ヘルツ以外の周波数の実施に使用できる。

電圧調節定電流ドライバが組立体11

特表

せる先行技術の従来図設計には採用されていなかった。

第2図には、組立体10に使用である特定の構成が示されている。この図に示されているように、発振器12,14は、それぞれ約4600ヘルツと7400ヘルツで発振するタイマ20,22、このタイマの出力周波数を半分に分割するJ-Kフリップフロップ、並びに定電流ドライバ用の安定信号および十分な入力電流を供給するバッファ34,36から構成できる。雑音のない電源（図示せず）は、タイマ20,22用のドライブ電圧 V_1 を発生するのに使用される。この電圧と同じより高ボルト電位の電圧がLED22,22にも供給される。もう一つの雑音のない電源（図示せず）が、第2図ならびに第3図と4に示された動作原理図に動作電流を供給するのに使用される。

タイマ26,28の周波数調整は、抵抗88,90,92と(2,43,44)をそれぞれ選択して決定される。そうでなければ、12と赤色発光パルスを発生するのに、調整回路部品が使用される。（調整回路部品は、第4図の調整器や低域フィルタにも使用される。）タイマ26,28とフリップフロップ80,82の組合せが、できるだけ正しいオンとオフの時間をもつ矩形波信号を出すのに使用される。これによって変換器13によって発生される信号の偶数倍高周波の音が最小になり、赤色光の射入に対応する信号から変換器へ射入する赤色光に対応する信号を分離する性能が向上する。

第2図に示されているように、バッファ34,36の出力

は電圧制御定電流ドライバに供給される。図示されているように、例の34,36の出力と比較する高周波増幅器が動作増幅器の出力に接続され、50,52とから構成されている。LED発生電流は、タップTP1とTP2図によって図示されている。両方入りに、約2300ヘルツのパルス周波数でLEDを通過するが、これに同じであるが、約3500ヘルツの周波数でLED22を通過する。

LED20,22を通過するパルス電圧は、たとえば患者のひとさし指には、そこで反射するパルス光を発生光が変換器13と検出器組立体ノによって患者四肢においては変換器13およびLED13によって患者四肢に反射され、ケーブル、計測器の端りの部分に接続される。またはその他の反射器具が接続しLED13のみに使用できる。

検出器組立体ノ24は88サイクル干渉交換器とともにケーブルを介するが、干渉の可能性をさらに低下させ、そしてそのようなケーブルを使用し、検出器組立体は変換器12,14（下記）

波をもつパルス光のみに反応するように調整されているから、変換器13は外部光から遮断する必要はないのであるが、必要に応じて周囲光干渉の可能性をさらに低減するため、そのような遮断を利用してもよい。

変換器13は、LED20とLED22のどちらかによって発生される光をもつ光に反応するように設計されている。変換器13は、たとえば赤色と赤外光に敏感な光検出器であると最も好都合である。

変換器13は、それに入射する光の強度に対応する電気信号を発生する。LED20から出る光の場合、電気信号は、変換器12の周波数の矩形波パルス、各パルスの強度、したがって変換器13によって発生した電気信号の振幅などから派生して構成されており、それはLED20から変換器13へ送達する途中パルスが受ける吸収に依存する。同様に、LED22から出る光の場合、電気信号はやはり派生して矩形波パルスから構成されているが、

したがって、変換器13によって発生する信号が同時に変化して矩形波から派生する。見方をすると、変換器13は検出器と、検出器は電気信号を発生するが、これを発生するのに使用される検出器は、周波数をもつ矩形波、および変換器13の強度の変化、すなわち患者の拍動、肢の通過および（または）反射の利便される強度の変化に対応する、図1に構成されている。

LED20とLED22は同時にパルスから、変換器13によって発生する矩形波周波数の矩形波矩形波パルスと発生強度矩形波パルスの強度から構成される。この電気信号には周波数、60'の他の信号などによって生じる雑

特表平3-

特に増幅器51は、光透過の基準レベルの変化に敏感するように調整が最適化するのが好ましい。さらに増幅器51は、60サイクル毎にその絶縁抵抗値による干渉、たとえば低周波12によって作られる信号に与えられる外部光の干渉を除去できるように、低周波50ヘルツ以上の下限周波数をもつことが好ましい。(帯域フィルタ56,58も検出器組立体21によって作られる低周波信号から低周波干渉を除去することに効果的。)もちろん、下限周波数50ヘルツは2つの増幅器周波数のうちの低い方より十分に低いものでなければならない。同時に、増幅器の上限周波数50ヘルツは2つの増幅器周波数の高いものより十分に高くなければならない。実際に、2500ヘルツと3960ヘルツの増幅器周波数に対しては、約1キロヘルツと10キロヘルツの間の周波数を通過させる増幅器が有効に作用することが明らかにされた。

第1) B 図に示すように、帯域フィルタ 36, 38 は、それぞれ 2 つの段階 78, 79, 78 と 78, 80, 82 から構成されている。実際において、3 段階の複段は、高搬送波と低搬送波の両信号の望ましい分割を行うのに十分であり、複段 13 における光強度の取化に对应する遅延信号を逆送させるのに十分な搬送波周波数の帯域幅を与えることが明らかにされた。もちろん、必要に応じて使用する段階を増設できる。

此種係0.02は、磁石の厚から磁石の厚を分限するの
のに用ゐられる。磁石の厚は、磁石の厚を分限する

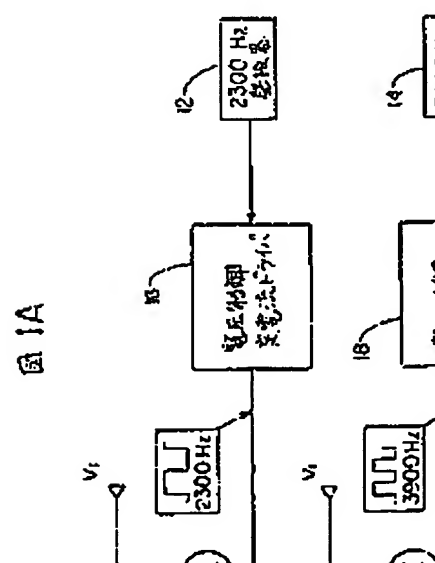
帯域フィルタの出力は、図4図に示された高域信号と低域フィルタ回路とに供給される。特に高域信号増幅器112とこれに結合されたダイオード114、116は、フィルタ50.51によって作られた信号の負の側分を取り除く。増幅増幅器111とこれに結合された部品は、整流信号から高域信号を取り除く低域フィルタを形成し、検出器部の最終出力を作成する。検出器組立体によって作成される出力信号は、たとえば、マイクロプロセッサによって読み、信号の飽和飽和度の臨時的変化を認識させるのに使われている。

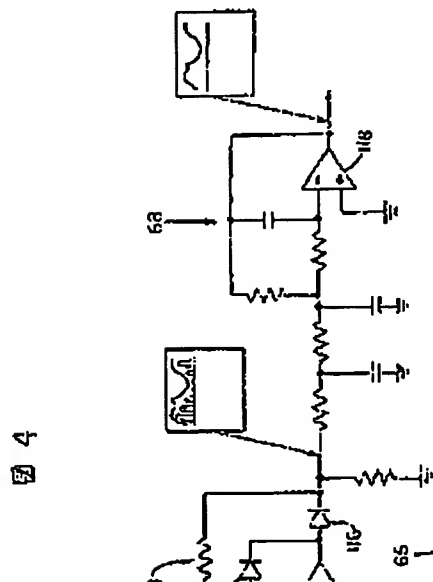
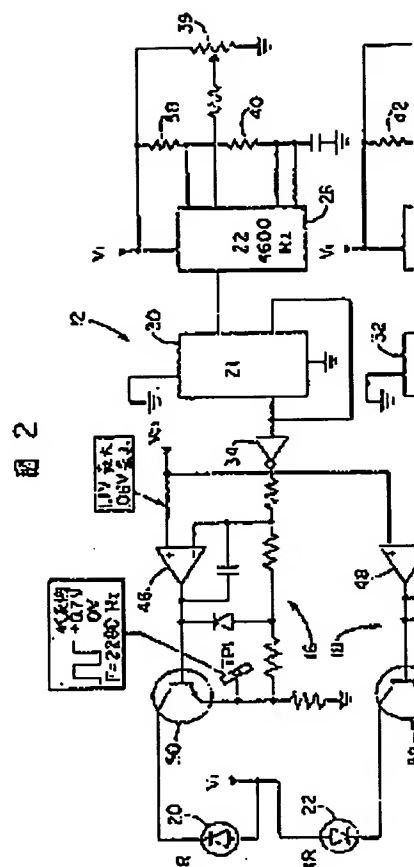
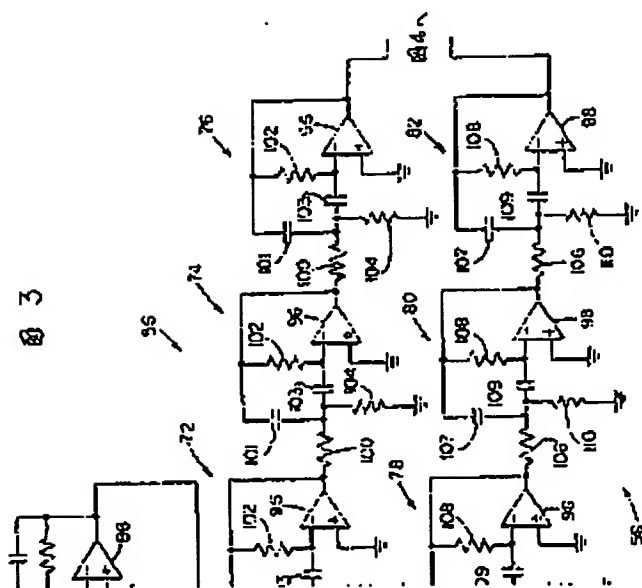
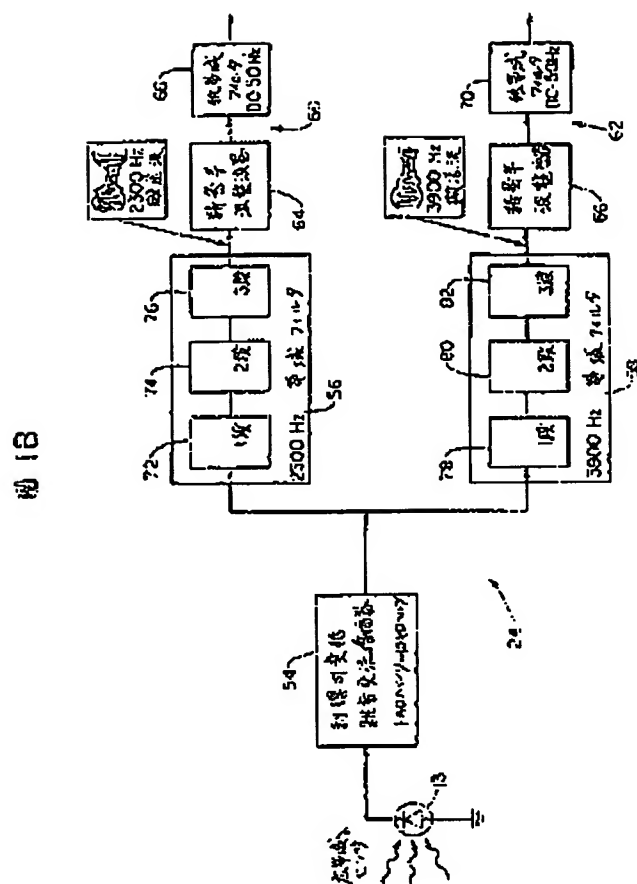
本発明の特定の実施態様が説明され、暗示されているが、改製が本発明の精核や範囲に反することなく実施できることを要請するべきである。たとえば本発明は、パルス放電生成装置以外の新機で、1つ以上の波長の光に敏感材料をさらして反応を記録することにも使用できる。また、本発明は、患者の四肢の赤色光と紫外光への

を含む各頂の直交四角が使用できる。
62.70 と重複率 84.68 の区別使用が望ま
れている。この複製技術に実施で容易に実
施によって生じる複製四角による版権の
現する著作権等を断定的に発生すること
でいる。

第3図及び第4図には、検出器机立座る特殊な部品が示されている。第3図に幅割54は高速動作増幅器81と83からなる。増幅器54の結合利得はスイッチ82でスイッチ第3図では既判荷の状態が示きスイッチを空閑するより、既判既許時の間を電子的に調節するのがよい。増幅器は抵抗90.92とコンデンサ94は、既判器する入カインピーダンスを増幅器に与えれる。

同様に併域フィルタ38.52にも高選別される。抵抗100.102.104とコンデンは、各域フィルタ72.74.76がほぼ3900へつように選別される。同様に抵抗100.102.104とコンデン107.109も各域フィルタ70.72.74が中心をもつように選別される。実際に4とほぼ7.8のQ値を示す多域増幅器は3900ヘルツの周波数の間で-35dBより大を示すことが明らかにされた。





特表平3-

国際特許条約

手 続 補 正 書 (自発)

平成2年 4月26日

特許庁長官 殿

- 1 発明の表示
国際出願番号 PCT/US68/03466
- 2 発明の名称
パルス増強回路計で使用される装置と方法
- 3 補正をする者
事件との関係 特許出願人
名 称 アドバンスド・メディカル・システムズ・インク
- 4 代 理 人
住 所 東京都千代田区永田町1丁目11番28号
相互永田町ビルディング 8階 電話 561-9371
氏 名 (7101) 弁護士 山 崎 行 彦
同 所
氏 名 (7503) 弁護士 水 村 博
同 所
氏 名 (9766) 弁護士 日 野 泰 男
- 5 補正命令の日付
- 6 補正の対象
明細書及び請求の範囲の翻訳文。
- 7 補正の内容
別紙のとおり(内容に変更なし)。

方 式 査 査



1. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER	
I.P.C. 41: A61B 5/00	
R.S. 51: 22A/533	
CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER	
US	128/633,463 336/29,41,217
DOCUMENTS CITED IN THE APPLICATION	
US	3,208,983 (PODRIQUIS) 16 April 1974; See the entire document.
US	3,990,860 (ROMBERG et al) 22 December 1976; See the entire document.
US	4,167,811 (WILLIAMS) 21 September 1979; See the entire document.
US	4,266,554 (HIMAGURI) 12 May 1979; See the entire document.
US	4,461,370 (WILSON) 04 October 1981; See the entire document.
US	4,586,513 (HAMAGUCHI) 06 May 1982; See the entire document.
US	4,652,490 (HAY, JR. et al) 31 March 1987; See the entire document.
US	4,694,823 (HIMAGURI) 22 October 1987; See the entire document.
US	4,714,006 (EDGAR, JR. et al) 2 December 1987; See the entire document.
US	4,714,341 (HIMAGURI) 22 December 1987; See the entire document.
10. EXAMINATION	
Date of filing of the application: 27 January 1989	
Date of examination: 12A/US	
Examiner: Lloyd L. E.	